

# Detección Automática de las Paredes Arteriales en Imágenes Ecográficas de la Arteria Carótida Común

M<sup>a</sup> Consuelo Bastida Jumilla\*, José Luis Izquierdo Zaragoza, Rosa M<sup>a</sup> Menchón Lara, Juan Morales Sánchez, Rafael Verdú Monedero

\*Grupo de Teoría y Tratamiento de la Señal. Departamento de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones. Antiguo Cuartel de Antigones. Plaza del Hospital, N<sup>o</sup> 1, 30202 Cartagena (Murcia)  
Teléfono: 968326542  
E-mail: consuelo.bastida@upct.es

**Resumen.** La arteriosclerosis es una de las enfermedades cardiovasculares más extendidas entre la población. El grosor íntima-media (IMT) de la arteria carótida es uno de los indicadores precoces más fiables empleados para la detección de la arteriosclerosis. Con el objetivo de obtener medidas automatizadas del IMT que sean más precisas que la inspección visual llevada a cabo por los especialistas, se propone realizar una segmentación automática de la arteria carótida que nos permita localizar las paredes arteriales de forma fiable, rápida y automática mediante el empleo técnicas como la correlación o el filtrado de mediana para eliminar la influencia de ruido speckle. Para segmentar la carótida, se emplean, posteriormente, contornos activos que consiguen un ajuste más preciso de las paredes arteriales.

## 1 Introducción

La arteriosclerosis es una de las afecciones cardiovasculares más extendidas entre la población adulta. Consiste en un engrosamiento de las paredes arteriales que, a largo plazo, puede conducir a enfermedades más graves como infartos o isquemias. Al presentar una evolución a largo plazo, la investigación médica se ha centrado en la búsqueda de un indicador precoz y fiable de la arteriosclerosis. Uno de los más usados en la actualidad es el grosor íntima-media (IMT) de la arteria carótida común (CCA) [1].

El IMT se mide a partir de imágenes de ultrasonidos, ya que, al ser una técnica no invasiva, permite estudiar su valor en amplio número de pacientes y en tantas ocasiones como proceda siempre que se emplee el mismo protocolo de medida. Esto garantizará la repetibilidad y reproducibilidad de la medida [2].

Para acelerar el proceso de medida manual se propone el desarrollo de técnicas de procesado de imágenes ecográficas que permitan un análisis rápido y automático del grosor arterial. Esto mejoraría la reproducibilidad de la medida, reduciría el error debido a la subjetividad humana y haría posible el procesado de un amplio número de imágenes en un corto espacio de tiempo. Existen diversas aproximaciones a este problema, pero muy pocas totalmente automatizadas [3,4].

### 1.1 Procedimiento de medida manual

La íntima, media y adventicia son capas de los vasos sanguíneos. Éstas pueden observarse en un corte longitudinal de la arteria carótida obtenido con un ecógrafo en modo B (ver Fig. 1).

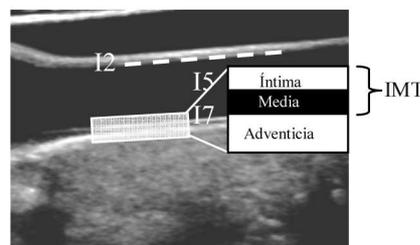


Fig. 1. Diagrama describiendo la posición de los interfaces a detectar sobre una ecografía real.

En concreto, el IMT es la distancia desde la interfaz íntima-media (I5) y la interfaz media-adventicia (I7). Con la finalidad de extraer más datos de la ecografía, se pretende detectar también la interfaz I2, que se corresponde con la frontera entre la capa íntima de la pared distal (o pared que se sitúa en la parte superior de la ecografía) y el lumen, que es el caudal por el que circula la sangre.

El personal médico extrae únicamente dos puntos, uno sobre la interfaz I5 y otro sobre I7, para determinar el grosor de la arteria. Se plantea por tanto el desarrollo de una técnica que permita delimitar dichas zonas a lo largo de la extensión de la arteria en la imagen y no sólo en un par de puntos.

En concreto, en este trabajo nos centraremos en la localización de la pared proximal y en la detección del lumen como una forma de inicializar automáticamente otros métodos como pueden ser los contornos activos [5].

## 2 Localización de la pared proximal

Para obtener de forma aproximada la delimitación del lumen, se siguen los pasos que describe el diagrama de bloques de la Fig. 2. En los apartados siguientes se incluye una descripción de lo que realizan cada uno de los bloques que conforman este diagrama.

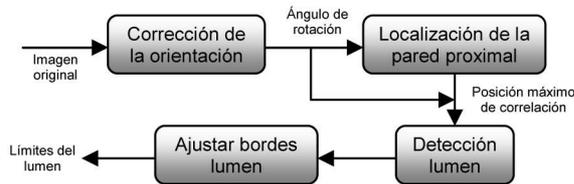


Fig. 2. Diagrama de la detección automática de las paredes arteriales

### 2.1 Corrección de la orientación

Primeramente, debido a que algunas de las imágenes disponibles presentan una inclinación considerable, se determina el ángulo que presenta la carótida en la imagen con respecto a la dirección horizontal. Para ello, el proceso a seguir es realizar un recorte fijo de la imagen con el que únicamente consideramos la información anatómica.

A partir de este recorte, se detectan los bordes en el mismo aplicando un filtro de Sobel. A continuación, tras una transformada de Hough de los bordes, se detecta la dirección principal de la arteria (la de mayor longitud). Con esta dirección obtenemos el ángulo de inclinación de la arteria.

### 2.2 Localización de la pared proximal

Una vez corregida la inclinación de la arteria, debemos determinar la zona donde se encuentra la pared proximal (donde se sitúan las interfaces I5 e I7). Dicha pared se caracteriza por un patrón claro-oscuro-claro que localizamos mediante la correlación de la imagen recortada (el recorte es fijo y se corresponde con el descrito en el apartado previo) y con la orientación corregida. Esta imagen se correla con un modelo de este patrón de tamaño reducido (55x34 píxeles) al que se le ha aplicado una apertura horizontal para generalizarlo. El modelo se ha obtenido de un recorte manual de una ecografía de una carótida en la que claramente se apreciaba el patrón íntima-adventicia-media.

Al resultado de la correlación se le aplica una ventana de Hanning (del tamaño vertical de la imagen) para evitar que el máximo de correlación se sitúe en los límites de la imagen. Tomando los valores positivos de la correlación, se umbraliza y etiqueta el resultado de la correlación. Con esto, tendremos, por un lado, una imagen etiquetada con diversas regiones; y, por otro lado, una imagen conteniendo los valores positivos de la correlación.

En la imagen etiquetada, se observa que las dos regiones de mayor área se corresponden con las paredes proximal y distal de la arteria. Por ello, comprobamos que el máximo de correlación se encuentre entre estas dos regiones. De no ser así, anulamos el máximo y su entorno (de 50x50 píxeles) y buscamos de nuevo cuál es el máximo. Una vez localizado un máximo válido, lo emplearemos como dato en el siguiente bloque de procesamiento (ver Fig.2). Todo este proceso se encuentra resumido en la Fig.3.

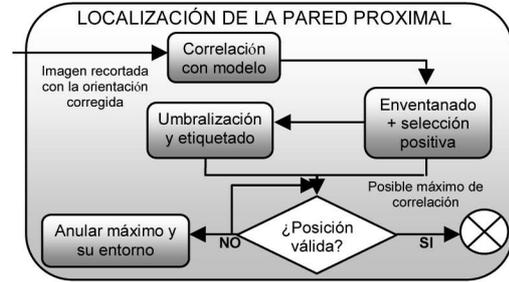


Figura 1. Diagrama de flujo para la localización de la pared proximal

### 3 Detección del lumen

Para detectar la zona hipocóica (de baja intensidad) en la imagen correspondiente al lumen (ver Fig. 4), se toma la imagen completa con la inclinación corregida. Mediante un filtro de mediana de 5x15 píxeles aplicado de forma iterativa se igualan las texturas de la ecografía, consiguiendo áreas homogéneas.

Posteriormente, se fijan a 1 los bordes de la imagen y se toma el negativo de la misma. Así, tenemos varias regiones en blanco, una de las cuales corresponderá al lumen. Tras rellenar los posibles huecos, se selecciona como lumen la región que contenga el punto de correlación máxima obtenido en la etapa de detección de la pared proximal. A continuación, se extraen los bordes de la región del lumen. Cabe destacar que estos bordes ya están referidos a la imagen original sin corrección de la inclinación.

Una vez extraídos los bordes del lumen, se realiza una interpolación de orden 3 para conseguir contornos iniciales más suaves. Así, tenemos los límites superior e inferior de la arteria definidos. El resultado obtenido se muestra en la Fig. 5, donde se presentan superpuestos la zona correspondiente al lumen en gris y la posición del máximo de correlación (rectángulo blanco). Con estos datos se extrae el centro de masas del lumen (ver Fig. 6). La coordenada vertical de este punto nos establecerá entonces una frontera entre las paredes distal (I2) y proximal (en la parte inferior de la ecografía).

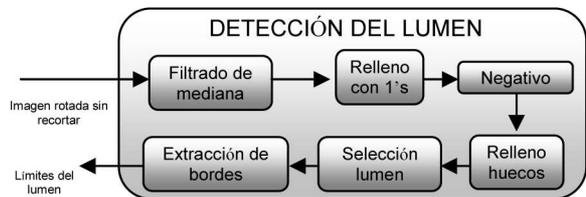


Figura 4. Diagrama de bloques para la detección del lumen

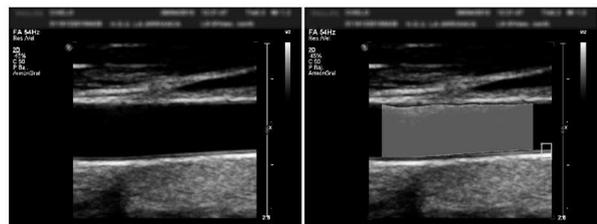


Figura 5. Imagen original (izquierda) e imagen con la detección de la pared proximal y del lumen superpuestas (derecha).

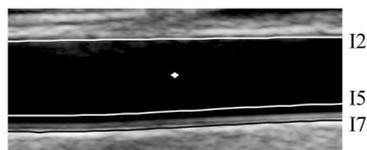


Figura 6. Recorte de la imagen de la Fig. 5 con la detección de las paredes arteriales y el centro de masas del lumen

## 4 Procesado para la detección de bordes

Para poder emplear esta detección automática como inicialización de un algoritmo de contornos activos, deberemos de extraer una imagen con las fuerzas del gradiente presentes en la imagen. En concreto, nos interesan las variaciones negativas del gradiente (de blanco a negro) para la detección de la pared distal y las positivas (de negro a blanco) para la delimitación de las interfaces I5 e I7. Por ello, tras un suavizado gaussiano de la imagen, se calcula el gradiente teniendo en cuenta la frontera establecida por el centro de masas del lumen calculado anteriormente. Combinando así las transiciones positivas y negativas del gradiente de la imagen (véase Fig. 7).

## 5 Resultados

Con los datos extraídos de la imagen (posición de la pared proximal y bordes del lumen) podemos establecer la posición aproximada de las paredes arteriales a segmentar sin más que desdoblarse el contorno inferior del lumen en dos contornos. Los resultados obtenidos para un grupo de 30 imágenes han sido validados por personal médico. A modo de ejemplo, se incluyen algunos de estos resultados en la Fig. 8. Para una detección más precisa de los bordes, se han pasado estas curvas como inicialización de un algoritmo de contornos activos [6] junto con el procesamiento detallado en la sección 4, obteniendo el resultado de la Fig. 9.

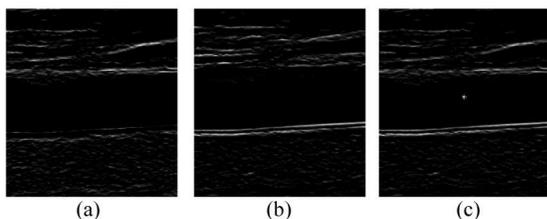


Figura 7. Combinación de las transiciones negativas (a) y positivas (b) en una única imagen (c). El asterisco indica el centro del lumen

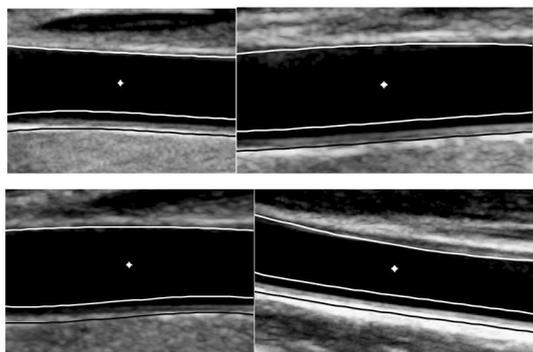


Figura 8. Detección de las paredes arteriales sobre el recorte de imágenes distintas a la de ejemplo

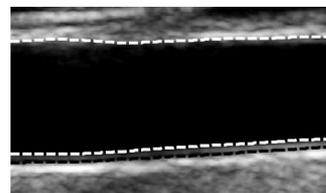


Figura 9. Resultado preliminar usando contornos activos

## 6 Conclusiones

Gracias al procedimiento aquí presentado, se consigue detectar correctamente las paredes arteriales de interés en la imagen. Empleando una correlación con un modelo sencillo del patrón característico de la pared proximal, obtenemos la posición de la misma. Esta información combinada con una segmentación del lumen realizada gracias a la aplicación de un filtrado de mediana iterativo, permite determinar la localización de las interfaces I2, I5 e I7 deseadas.

El empleo de esta detección como paso preliminar al uso de otras técnicas de detección de bordes como los contornos activos, está dando resultados esperanzadores de cara a una segmentación más precisa de la arteria, que nos va a permitir extraer medidas comparables con las de los expertos.

## Agradecimientos

Este trabajo está financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación bajo el proyecto TEC2009-12675 y por la Fundación Séneca (09505/FPI/08). Los autores agradecen asimismo su colaboración al Departamento de Radiología del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca por proporcionar las ecografías empleadas en este proyecto.

## Referencias

- [1] C.P. Loizou et al., "Ultrasound image texture analysis of the intima and media layers of the common carotid artery and its correlation with age and gender" *Comput. Med. Imaging Graphics*, vol. 33, no. 4, pp. 317-324, 2009
- [2] F. Velázquez et al., "Reproducibility of sonographic measurements of carotid intima-media thickness", *Acta Radiol.*, vol. 49, no. 10, pp 1162-1166, 2008.
- [3] S. Delsanto et al. "Characterization of a completely user-independent algorithm for carotid artery segmentation in 2-D ultrasound images", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 56(4), 1265-1274, 2007.
- [4] F. Molinari et al. "CAUDLES-EF: Carotid Automated Ultrasound Double Line Extraction System using Edge Flow", *J. Digit. Imaging*, online edition, pp. 1-19, 2011.
- [5] J. Liang, T. McInerney, D. Terzopoulos, "United Snakes" *IEEE International Conference on Computer Vision*, Kerkyra, mayo de 1999, pp. 933-940
- [6] J.L. Izquierdo-Zaragoza et al., "Segmentation of the carotid artery in ultrasound images using frequency-designed B-spline active contour" *ICASSP, International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, Praga, mayo de 2011 (aceptado para publicación).